



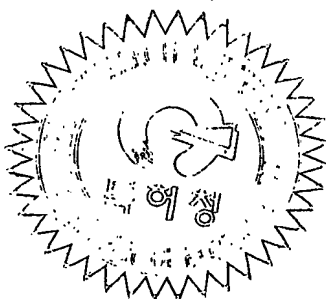
별첨 사본은 아래 출원의 원본과 동일함을 증명함.

This is to certify that the following application annexed hereto  
is a true copy from the records of the Korean Intellectual  
Property Office.

출원 번호 : 10-2003-0041569  
Application Number

출원 년 월 일 : 2003년 06월 25일  
Date of Application JUN 25, 2003

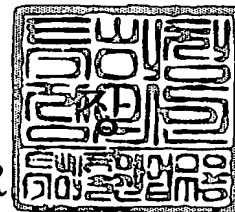
출원인 : 학교법인 고황재단 외 3명  
Applicant(s) KOOHWANG FOUNDATION, et al.



2003 년 12 월 24 일

특 허 청

COMMISSIONER



**PRIORITY  
DOCUMENT**

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

## 【서지사항】

【서류명】	특허출원서
【권리구분】	특허
【수신처】	특허청장
【참조번호】	0006
【제출일자】	2003.06.25
【국제특허분류】	G01R
【발명의 명칭】	도전을 및 전류밀도를 영상화하는 시스템 및 방법
【발명의 영문명칭】	System and Method for visualizing conductivity and current density
【출원인】	
【성명】	우응제
【출원인코드】	4-2000-050251-1
【출원인】	
【성명】	권오인
【출원인코드】	4-2000-050247-1
【출원인】	
【성명】	서진근
【출원인코드】	4-2000-050249-4
【대리인】	
【성명】	심창섭
【대리인코드】	9-1998-000279-9
【포괄위임등록번호】	2000-062042-1
【포괄위임등록번호】	2000-062029-6
【포괄위임등록번호】	2000-062039-4
【대리인】	
【성명】	김용인
【대리인코드】	9-1998-000022-1
【포괄위임등록번호】	2000-062043-9
【포괄위임등록번호】	2000-062033-1
【포괄위임등록번호】	2000-062041-4
【발명자】	
【성명】	우응제
【출원인코드】	4-2000-050251-1

## 【발명자】

【성명】

권오인

【출원인코드】

4-2000-050247-1

## 【발명자】

【성명】

서진근

【출원인코드】

4-2000-050249-4

## 【심사청구】

청구

## 【취지】

특허법 제42조의 규정에 의한 출원, 특허법 제60조의 규정에 의한 출원심사를 청구합니다. 대리인

심창섭 (인) 대리인

김용인 (인)

## 【수수료】

【기본출원료】

20 면 29,000 원

【가산출원료】

9 면 9,000 원

【우선권주장료】

0 건 0 원

【심사청구료】

12 항 493,000 원

【합계】

531,000 원

【감면사유】

개인 (70%감면)

【감면후 수수료】

159,300 원

## 【첨부서류】

1. 요약서·명세서(도면)\_1통

## 【요약서】

## 【요약】

본 발명은 측정대상의 도전을 및 전류밀도를 보다 정확하게 영상화할 수 있는 도전율 및 전류밀도를 영상화하는 시스템 및 방법에 관한 것으로, 그 시스템은 측정대상의 표면에 부착되어 전류를 주입하는 다수의 전류주입수단들과, 상기 측정대상 내에 주입된 상기 전류에 따른 상기 측정대상 내의 자속밀도  $B_z$ 를 측정하는 MRI 장치와, 상기 전류주입수단들로 하여금 상기 측정대상 내에 서로 다른 방향의 전류들을 주입하도록 제어하며, 상기 MRI 장치에 의해 측정된 자속밀도 값을 이용하여 상기 측정대상 내부의 도전율  $\sigma$  및 전류밀도  $J$ 를 계산하는 연산부와, 상기 연산부에 의해 계산된 상기 도전율 및 전류밀도를 영상화하는 디스플레이 수단을 포함한다.

## 【대표도】

도 1

## 【색인어】

도전율, 전류밀도, MRI, MREIT

## 【명세서】

## 【발명의 명칭】

도전율 및 전류밀도를 영상화하는 시스템 및 방법{System and Method for visualizing conductivity and current density}

## 【도면의 간단한 설명】

도 1은 본 발명에 따른 도전율 및 전류밀도 영상화 시스템을 나타낸 도면

도 2는 도 1의 전류주입수단의 일 실시예를 나타낸 도면

도 3a 및 3b는 도 1의 전류주입수단의 다른 실시예를 나타낸 도면

도 4는 측정대상 내부의 전류 흐름을 나타낸 도면

도면의 주요부분에 대한 부호의 설명

100 : 전류주입수단

200 : MRI 장치

300 : 연산부

400 : 디스플레이 수단

500 : 전류원

21,31 : 전극

23,33 : 도선

25,35 : 절연용기

37 : 전해물질

## 【발명의 상세한 설명】

## 【발명의 목적】

## 【발명이 속하는 기술분야 및 그 분야의 종래기술】

<11> 본 발명은 인체나 물체 등과 같은 측정대상 내의 도전율(또는 저항률)과 전류밀도를 영상화하는 방법 및 그를 위한 시스템에 관한 것이다..

- <12> 일반적으로 인체 또는 물체의 내부 구조를 영상화하는데는 X-선, MRI, 초음파 등이 사용되고 있다. 그러나 이들 방법들은 인체 또는 물체의 전기적 특성을 영상화하지는 못한다.
- <13> 이러한 문제를 해결하기 위한 노력으로, 1989년에는 MRI 기술을 활용하여 측정대상 내부의 전류밀도를 영상화하는 기술이 캐나다 토론토대학의 연구팀에 의해 최초로 제안되었고, 그 이후에도 관련된 연구가 활발히 진행되어 왔다. 이것이 CDI(Current Density Imaging) 기술이다.
- <14> 기존의 CDI 기술은 주입된 전류  $I$ 로부터 유도된 자속밀도  $B$ 를 MRI 기술을 이용하여 측정하고, 암페어법칙인  $J = \frac{1}{\mu_0} \nabla \times B$ 로 전류밀도  $J$ 를 계산하여 내부 전류밀도를 영상화하는 기술이다.
- <15> 그러나 이 CDI 기술은 3가지 성분( $B_x, B_y, B_z$ )을 갖는 자속밀도  $B$ 를 얻기 위해서는 측정대상을 MRI 장비 내에서 회전시켜야 한다는 단점을 가진다. 이는 MRI 장비 내에 측정대상이 위치하고 있을 때, MRI 장비의 특성상 주자장(main magnetic field)의 방향과 일치되는 방향인  $z$ -방향 성분의 자속밀도 즉  $B_z$  만이 측정 가능하기 때문이다.
- <16> 즉 MRI 장비가 한 번에 측정 가능한 성분은  $B_z$  성분 하나이기 때문에, 기존의 CDI 기술은 세 방향성분의 자속밀도 벡터 값을 모두 획득하기 위하여 MRI 장비 내에서 측정대상(인체 또는 물체)을 회전시켜야 한다는 심각한 문제점을 가지고 있다.
- <17> 또한 인체 또는 물체의 전기적 특성을 영상화하기 위한 기존 기술로는, 1970년대 말부터 활발히 연구되어온 전기임피던스 단층촬영(EIT : Electrical Impedance Tomography) 기술이 있다. 이 EIT 기술은 측정대상의 전기적 특성을 나타내는 저항률 (또는 도전율) 영상을 제공한다.

<18> 그 EIT 기술은 주로 인체를 측정대상으로 하여, 그 인체의 표면에 여러 개의 전극을 부착하여 인체 내부의 저항률을 영상화한다. 즉 인체의 표면에 부착된 여러 전극들을 통해 전류를 인가한 후에 다시 표면에 부착된 전극을 통해 전압을 측정하여 인체 내부의 저항률을 영상화하는 기술이다.

<19> 이렇게 인체 내부를 저항률에 따라 영상화할 수 있는 것은 혈액, 뼈, 허파, 심장, 뼈 등의 인체 내부의 생체조직들이 서로 다른 전기적 특성을 가지기 때문이다.

<20> 그러나 EIT 기술이 가지고 있는 근본적인 결점 때문에, EIT 기술에 의해 복원된 영상은 부정확하고 저해상도만을 지원하였다. 즉 EIT 기술에 의해 측정된 전류-전압 데이터는 인체 내부의 저항률 변화에 지극히 둔감하다는 근본적인 결점을 갖는다. 따라서 EIT 기술은 임상적인 이용이 어려운 실정이다.

<21> EIT 기술에서 기존의 CDI 기술을 적용한다 하더라도, 측정대상(인체 또는 물체)을 회전시켜야 하기 때문에 그 기술적 문제점을 해결할 수 없다.

#### 【발명이 이루고자 하는 기술적 과제】

<22> 본 발명의 목적은 상기한 기존의 기술들의 단점을 보완하기 위해 안출한 것으로써, 측정대상을 회전시키지 않고도 측정대상의 전기적 특성들(도전율 및 전류밀도)을 보다 정확한 고해상도로 영상화해 주는데 적당한 도전율 및 전류밀도의 영상화 방법 및 그를 위한 시스템을 제공하는 데 있다.

#### 【발명의 구성 및 작용】

<23> 상기와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명의 도전율 및 전류밀도의 영상화 시스템은, 측정대상의 표면에 부착되어 전류를 주입하는 다수의 전류주입수단들과, 상기 측정대상 내에

주입된 상기 전류에 따른 상기 측정대상 내의 자속밀도  $B_z$ 를 측정하는 MRI 장치와, 상기 전류 주입수단들로 하여금 상기 측정대상 내에 서로 다른 방향의 전류들을 주입하도록 제어하며, 상기 MRI 장치에 의해 측정된 자속밀도 값을 이용하여 상기 측정대상 내부의 도전을  $\sigma$  및 전류 밀도  $J_j$ 를 계산하는 연산부와, 상기 연산부에 의해 계산된 상기 도전을 및 전류밀도를 영상화하는 디스플레이 수단을 포함한다.

<24> 여기서, 상기 전류주입수단은, 전극과, 일면에 상기 전극이 부착되며 내부에 전해물질을 구비하는 절연용기와, 상기 전극에 전류를 공급하는 도선으로 구성된다.

<25> 상기 연산부는 상기 전류주입수단 쌍을 차례로 선택하며 상기 선택된 전류주입수단 쌍을 통해 상기 측정대상에 전류를 주입하며, 상기 MRI 장치에 의해 측정된 한 방향의 자속밀도 값을 이용하여 도전을 계산한 후, 상기 측정대상 표면의 실제 전압과 계산된 전압의 비율에 따라 상기 도전을 상수배로 곱하거나 나눈다.

<26> 본 발명에 따른 도전을 및 전류밀도 영상화 방법은, 측정대상 표면에 부착된 전류주입수단들을 통해 상기 측정대상 내부에 서로 다른 방향의 전류들  $I_j$  ( $j=1,2,\dots,N$ )를 공급하는 단계와; 상기 전류에 따른 상기 측정대상 내의 자속밀도  $B_z$ 를 측정하는 단계와; 상기 측정된 자속밀도 값과 상기 측정대상 표면의 전압을 이용하여 상기 측정대상 내부의 도전을  $\sigma$  및 전류밀도  $J_j$ 를 계산하는 단계와; 상기 도전을 및 전류밀도를 영상화하는 단계를 포함한다.

<27> 여기서, 서로 다른 방향의 전류를 공급하는 단계에서, 상기 전류주입수단 쌍을 차례로 선택하고, 상기 선택된 전류주입수단 쌍을 통해 상기 측정대상에 전류를 차례로 주입한다.

<28> 상기 도전을  $\sigma$  및 전류밀도  $J_j$ 를 계산하는 단계는, 임의의 초기 도전을  $\sigma_m$ 를 이용하여 상기 측정대상 내부 및 표면의 전압을 계산하는 단계와; 상기 계산된 측정대상 내부 전압과 상



기 측정된 자속밀도 값을 이용하여 도전율을 계산하는 단계와; 상기 계산된 도전율을 이용하여 전류밀도를 계산하는 단계로 이루어진다. 여기서, 상기 계산된 측정대상 표면 전압과 상기 측정된 측정대상 표면 전압의 비율에 따라 상기 계산된 도전율을 상수 배로 곱하거나 나누는 단계와, 상기 초기 도전율과 상기 계산된 도전율의 차가 설정된 값보다 더 작은지를 판단하는 단계를 더 포함할 수 있다.

<29> 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 일실시예를 상세히 설명하면 다음과 같다.

<30> 도 1은 본 발명에 따른 영상화 시스템의 구성을 나타낸 도면이다. 도 1에 도시한 바와 같이, 본 발명에 따른 영상화 시스템은, 인체나 물체 등과 같은 측정대상(S)의 내부에 여러 방향( $j=1, 2, \dots, N$ )의 전류들을 차례로 주입하는 다수의 전류주입수단(100)들과, 상기 측정대상(S) 내부에 주입된 전류들에 따른 상기 측정대상(S) 내의 자속밀도들을 측정하는 MRI 장치(200)와, 상기 주입된 전류들에 따른 상기 측정대상(S) 표면의 전압과 상기 측정된 자속밀도를 이용하여 상기 측정대상(S) 내부의 도전율 분포(conductivity distribution)와 전류밀도 분포(current density distribution)를 계산하는 연산부(300)와, 상기 측정대상(S)의 내부를 도전율(또는 저항률) 영상 및 전류밀도 영상으로 나타내는 디스플레이 수단(400)과, 상기 전류주입수단(100)에 전류를 공급하는 전류원(500)을 포함한다.

<31> 상기 전류주입수단(100)은, 구리와 같은 비자성의 금속이나 도전율이 매우 큰 재료로 이루어진 전극(21)과, 상기 전극(21)에 전류를 공급하는 도선(wire)(23)을 포함한다. 상기 측정대상(S)의 표면에 상기 전극(21)을 직접적으로 부착시키는 것이 가능하지만, 상기 측정대상(S)의 표면(boundary)에서 자속밀도의 왜곡을 방지하기 위해 상기 전극(21)을 상기 측정대상(S)의 표면으로부터 이격(separate)시키는 것이 바람직하다. 따라서 본 발명의 전류주입수단(100)의

일 실시예는, 도 2에 도시한 바와 같이 상기 전극(21)을 상기 측정대상(S)으로부터 이격시키기 위해 상기 전극(21)과 부착되는 절연용기(25)를 더 포함한다. 상기 절연용기(25)의 한쪽 면은 상기 전극(21)과 부착되고, 다른 면은 개방된 상태로 상기 측정대상(S)과 접촉한다. 그리고 상기 절연용기(25)의 내부에는 전해질 젤이나 전해질 용액을 흡수한 스폰지가 삽입되어져 있다. 전해질 젤(gel)이나 전해질 용액을 흡수한 스폰지는 전극(21)으로부터 공급되는 전류가 절연용기(25) 내에 균일하게 흐르게 한다. 이처럼 절연용기(25)를 이용하여 상기 전극(21)을 측정대상(S)의 표면으로부터 일정 간격만큼 이격시킴과 동시에 전해질 젤이나 전해질 용액을 흡수한 스폰지를 이용하여 상기 측정대상(S)에 전류를 균일하게 공급함으로써, 전극(21)과 접촉하는 측정대상(S)의 표면 근처에서 MRI 영상의 왜곡을 줄일 수 있다.

<32> 본 발명의 전류주입수단(100)의 다른 실시예는, 도 3a 및 3b에 도시한 바와 같이 전극(31)과, 상기 전극(31)에 연결된 도선(33)과, 상기 전극(31)을 부착한 반구형(半球形)의 절연용기(35)를 포함한다. 상기 절연용기(35)의 한쪽 면은 상기 전극(31)과 부착되고, 다른 면은 개방된 상태로 상기 측정대상(S)과 접촉한다. 그리고 상기 절연용기(35)의 내부에는 전해질 젤이나 전해질 용액을 흡수한 스폰지(37)가 삽입되어져 있다.

<33> 상기 전류주입수단(100)들은 측정대상(S)의 둘레에 부착되고, 한번에 두 개의 전류주입수단(100)에만 전류가 흐르게 된다. 따라서 두 개의 전류주입수단(100)에 의해 상기 측정대상(S)내에 전류가 공급된다. 전류주입수단(100)의 개수를 E라고 가정했을 때, 상기 측정대상(S)내에 전류를 주입하기 위한 전류주입수단(100) 쌍에 대한 경우의 수 N은  $E(E-1)/2$  개이다. 이는 상기 측정대상(S)내에서 흐르는 전류 경로의 개수와 같다. 상기 전류주입수단(S)의 쌍 사이의 주입 전류를  $I_j$  ( $j=1, 2, \dots, N$ )라고 한다. 상기 전류  $I_j$ 는 상기 측정대상(S) 내에서 전류 밀도  $J_j=(J_x, J_y, J_z)$ 를 발생시킨다.

- <34> 상기 MRI 장치(200)는 상기 전류  $I_j$ 에 따른 상기 측정대상(S) 내의 자속 밀도  $B_j$ 를 측정한다. 특히, 상기 자속 밀도  $B_j$  중 상기 MRI 장치(200)의 주자장(main magnetic field)과 평행한 z방향에 해당하는 자속 밀도의 성분  $B^j_z$ 를 측정한다. 즉, 상기 MRI 장치(200)는 상기 측정대상(S) 내에 주입된 각 전류( $I^1, I^2, I^3, \dots, I^N$ )에 의해 발생하는 자속 밀도( $B^1_z, B^2_z, B^3_z, \dots, B^N_z$ )를 측정한다.
- <35> 상기 연산부(300)는 전류주입수단(100) 쌍을 차례로 선택하며 상기 선택된 전류주입수단(100) 쌍으로 하여금 상기 측정대상(S) 내에 전류를 주입하도록 상기 전류주입수단(100)들을 제어한다. 또한 상기 연산부(300)는 상기 MRI 장치(200)에 의해 측정된 자속 밀도  $B^j_z$ 를 설정된 알고리즘에 적용하여 상기 측정대상(S) 내부의 도전을  $\sigma$ 과 전류밀도  $J_j$ 를 계산한다. 여기서, 상기 도전을  $\sigma$ 은 저항률  $\rho$ 의 역수이므로  $\frac{1}{\rho}$ 로 표현될 수 있다. 그리고, 상기 디스플레이 수단(400)은 상기 도전을  $\sigma$  및 전류밀도  $J_j$ 에 따라 상기 측정대상(S)의 내부를 각각 영상화한다.
- <36> 본 발명에 따른 영상화 방법과 그에 이용되는 알고리즘을 구체적으로 설명하면 다음과 같다.
- <37> 먼저, 도 1에 도시한 바와 같이, 측정대상(S)의 둘레 즉, 신체의 둘레에 다수의 전류주입수단(100)을 부착하고 MRI 장치(200) 내에 위치시킨다. 이때, 상기 전류주입수단(100)의 절연용기(25) 내에는 앞서 언급한 바와 같이 전해질 젤이나 전해질 용액을 흡수한 스폰지가 삽입되어져 있다.
- <38> 이후, 상기 전류주입수단(100) 쌍을 하나씩 차례로 선택하고, 차례로 선택되는 상기 전류주입수단(100) 쌍을 통해 상기 측정대상(S) 내부에 전류  $I_j$  ( $j=1, 2, \dots, N$ )를 차례로

공급한다. 일예로써, 도 4에 도시한 바와 같이, 4개의 전류주입수단(100a, 100b, 100c, 100d)이 상기 측정대상(S)의 둘레에 부착된 경우, 전류주입을 위한 전류주입수단 쌍은 6가지의 경우가 가능하며, 이에 따라 전류는 6개의 경로(방향)를 따라 차례로 흐르게 된다. 6개 경로로 흐르는 상기 전류는, 전류주입수단(100a, 100c) 사이의 전류  $I^1$ , 전류주입수단(100b, 100d) 사이 전류  $I^2$ , 전류주입수단(100a, 100b) 사이의 전류  $I^3$ , 전류주입수단(100b, 100c) 사이의 전류  $I^4$ , 전류주입수단(100c, 100d) 사이의 전류  $I^5$ , 전류주입수단(100d, 100a) 사이의 전류  $I^6$  이다. 이때, MRI 장치(200)는 상기 측정대상(S) 내에 주입된 각 전류( $I^1, I^2, \dots, I^6$ )에 의해 각각 발생하는 자속 밀도( $B_z^1, B_z^2, \dots, B_z^6$ )를 측정한다. 상기 MRI 장치(200)는  $z$  방향에 해당하는 자속 밀도의 성분만을 측정한다.

- <39> 이어, 상기 연산부(300)는, 상기 MRI 장치(200)에 의해 측정된 자속 밀도 ( $B_z^1, B_z^2, \dots, B_z^6$ )와, 상기 전류( $I^1, I^2, \dots, I^6$ )에 따른 상기 측정대상(S) 표면의 전압  $V|_{\partial S}$ 을 설정된 알고리즘에 적용하여 상기 측정대상(S) 내부의 도전율  $\sigma$  과 전류밀도  $J^j$ 를 계산한다.
- <40> 먼저 상기 자속밀도  $B_z^j$  및 상기 표면 전압  $V|_{\partial S}$ 를 이용하여 측정대상(S) 내부의 도전율  $\sigma$  과 전류밀도  $J^j$ 를 계산하는 알고리즘에 사용되는 수학식들을 설명하면 다음과 같다.
- <41>  $S$  : 측정대상
- <42>  $\partial S$  : 측정대상의 표면
- <43>  $g^j$  : 측정대상 표면에서 주입전류에 따른 전류밀도 성분
- <44>  $n$  : 측정대상 표면에서의 법선 벡터
- <45>  $J^j$  : 주입전류에 따른 측정대상 내의 전압

<46> 상기 측정대상(S)내의 도전을  $\sigma$  이  $0 < \sigma < \infty$ 의 범위에서 등방성(isotropic)이라고 가정한다. 상기 도전을  $\sigma$  이 대체적으로 전류와 무관하므로 각 전압  $V^j$ 은 다음의 수학적 식 1로부터 얻어진다.

<47> 【수학적 식 1】  $\nabla \cdot (\sigma \nabla V^j) = 0 \quad (j=1,2,\dots,N)$

<48>  $-\sigma \nabla V^j \cdot \mathbf{n} = g^j$

<49> 여기서, 상기 전류밀도 성분  $g^j$ 은 선택된 전류주입수단(100) 쌍과 접촉하지 않는 측정대상(S)의 표면에서 제로(0)값을 갖는다. 상기 도전을  $\sigma$  과 주입전류  $I^j$ , 그리고 상기 전류주입수단(100)들의 배치를 알게되면 FEM(finite element method)와 같은 계산 방법으로 상기 수학적 식 1로부터  $V^j$ 를 얻을 수 있다.

<50> 암페어 법칙으로부터 수학적 식  $G^2 B = -\mu_0 G \nabla \sigma G$ 을 유도해 낼 수 있다. 그리고 상기 수학적 식의 z-성분을 상기 측정대상(S) 내부의 각 위치에 대해 표현하면 다음의 수학적 식 2와 같다.

<51> 【수학적 식 2】  $\frac{1}{\mu_0} G^2 B_z^j = \left( -\frac{BV^j}{By}, -\frac{BV^j}{Bx} \right) E \left( \frac{B\sigma}{Bx}, \frac{B\sigma}{By} \right) \quad (j=1,2,\dots,N)$

<52> 여기서,  $\mu_0$ 는 자유공간에서의 투자율(magnetic permeability)이다.

<53> 상기 수학적 식 2를 행렬(matrix) 형태로 표현하면 다음의 수학적 식 3과 같다.

<54> 【수학적 식 3】

$$\frac{1}{\mu_0} \begin{bmatrix} G^2 B_z^1 \\ \vdots \\ G^2 B_z^N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{BV^1}{By} & -\frac{BV^1}{Bx} \\ \vdots & \vdots \\ -\frac{BV^N}{By} & -\frac{BV^N}{Bx} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} B\sigma \\ Bx \\ B\sigma \\ By \end{bmatrix}$$

&lt;55&gt;

여기서,  $\frac{1}{\mu_0} \begin{bmatrix} G^2 B_z^1 \\ \vdots \\ G^2 B_z^N \end{bmatrix}$ 를  $b$ 라 하고,  $\begin{bmatrix} \frac{BV^1}{B_y} - \frac{BV^1}{B_x} \\ \vdots \\ \frac{BV^N}{B_y} - \frac{BV^N}{B_x} \end{bmatrix}$ 를  $U$ , 그리고  $\begin{bmatrix} B_\sigma \\ B_x \\ B_y \end{bmatrix}$ 를

$s$ 라 하면 상기 수학식 2는  $b = U s$ 로 표현될 수 있다.

&lt;56&gt;

만약, 두 쌍의 전류주입수단(100)을 통해 두 전류( $I^1, I^2$ )가 상기 측정대상(S)에 공급되는 경우, 상기 두 전류( $I^1, I^2$ )에 따른 두 전압( $V^1, V^2$ )이 다음의 수학식 4를 만족할 때 상기 행렬  $s$ 를 얻을 수 있다.

&lt;57&gt;

【수학식 4】  $-\frac{BV^1}{B_y} \frac{BV^2}{B_x} + \frac{BV^1}{B_x} \frac{BV^2}{B_y} @0$

&lt;58&gt;

상기 두 전류( $I^1, I^2$ )에 의해 발생하는 두 전류밀도( $J^1, J^2$ )는 상기 측정대상(S) 내부의 거의 모든 영역에서 서로 다른 방향이기 때문에 상기 측정대상(S) 내의 모든 위치에서 상기 수학식 4가 만족할 수 있다.

&lt;59&gt;

최소자승 오차법(weighted regularized least square method)을 이용하여 상기 수학식 3은 다음의 수학식 5와 같이 표현할 수 있다.

&lt;60&gt;

【수학식 5】  $s = (\overline{U}^T \overline{U} + \lambda I)^{-1} \overline{U}^T \overline{b}$

&lt;61&gt;

여기서,  $U^T$ 는  $U$ 의 전치행렬(transpose)이고,  $\overline{U} = WU$ ,  $\overline{b} = Wb$ ,  $W = \text{diag}(w_1, w_2, \dots, w_N)$ 이다.  $W$ 는  $N$ 제행렬이고,  $I$ 는  $2 \times 2$  단위행렬이다. 그리고, 상기  $\lambda$ 는 양의 파라미터(positive regularization parameter)이다.

&lt;62&gt;

상기 가중인수(weighting factor)  $w_i$ 는 다음의 수학식 6과 같이 설정된다.

&lt;63&gt;

$$\text{【수학식 6】} \quad w_j = \frac{SNR_j}{\sum_{j=1}^N SNR_j}$$

&lt;64&gt;

여기서, 상기 SNR 은 MRI 장치(200)에 의해 측정된 자속밀도  $B_z$ 의 신호대 잡음비 (signal-to-noise ratio)이다. 상기 자속밀도  $B_z$ 의 잡음에 따라 상기 가중인수  $w_j$ 를 조절하여 보다 정확한 s 값을 얻는다.

&lt;65&gt;

상기 측정대상(S) 내부의 모든 위치에 대한 상기 수학식 5를 계산하면 상기 측정대상(S) 내부에서의  $s = \left[ \frac{B_\sigma}{B_x}, \frac{B_\sigma}{B_y} \right]^T$ 의 분포(distribution)를 알 수 있다.

&lt;66&gt;

3차원(또는 입체적인)의 측정대상(S)을 2차원(two dimension)의 화면에 나타내기 위해서 3차원 중 한 차원은 고정되어야 한다. 따라서, 편의상 2차원의 영상을 나타내는 경우,  $z=0$  이라고 설정한다. 그리고, 상기 측정대상(S) 표면  $\partial S$ 에서 고정된 위치  $r_0=(x_0, y_0, 0)$ 의 도전율을 1이라 가정한다. 이때,  $G_\sigma = \left( \frac{B_\sigma}{B_x}, \frac{B_\sigma}{B_y} \right)$ 로부터 도전율  $\sigma$ 을 계산하기 위해 두 가지의 방법이 가능하다. 그 중 하나는 선적분(line integral) 방법이고, 다른 하나는 레이어 포텐셜(layer potential) 방법이다.

&lt;67&gt;

상기 선적분 방법은 다음의 수학식 7을 이용한다.

&lt;68&gt;

$$\text{【수학식 7】} \quad \sigma(x, y) = \sigma(x_0, y_0) + \frac{\partial}{\partial x} \frac{B_\sigma}{B_x}(x, y_0) dx + \frac{\partial}{\partial y} \frac{B_\sigma}{B_y}(x, y) dy$$

&lt;69&gt;

여기서,  $\sigma(x_0, y_0)$ 는 1로 설정된다.

&lt;70&gt;

상기 레이어 포텐셜 방법은 다음의 수학식 8을 이용한다.

&lt;71&gt;

$$\text{【수학식 8】} \quad \sigma(r) = \frac{\partial}{\partial s} G^2 \Phi(r-r') \sigma(r') dr'$$

&lt;72&gt;

$$= - \frac{\partial}{\partial s} G_{r,r'} \Phi(r-r') E G \sigma(r') dr' + \frac{\partial}{\partial s} n_{r,r'} E G_{r,r'} \Phi(r-r') \sigma(r') dl_{r'}$$

&lt;73&gt;

여기서,  $\Phi(r-r') = \frac{1}{2\pi} \log|r-r'|$  이고,  $G_{rr'}\Phi(r-r') = -\frac{1}{2\pi} \frac{r-r'}{|r-r'|^2}$  이다.

&lt;74&gt;

측정대상(S)의 표면  $\partial S$ 에 대해 다음의 수학식 9를 유도할 수 있다.

&lt;75&gt;

【수학식 9】  $\lim_{r_2 \rightarrow 0} \oint_{\partial S} n_{rr'} E G_{rr'} \Phi(r-r') \sigma(r) dl_{r'}$

&lt;76&gt;

$$= \frac{\sigma(r)}{2} + \oint_{\partial S} n_{rr'} E G_{rr'} \Phi(r-r') \sigma(r) dl_{r'}$$

&lt;77&gt;

또한, 상기 수학식 8로부터 다음의 수학식 10을 유도할 수 있다.

&lt;78&gt;

【수학식 10】  $\frac{\sigma_{BS}(r)}{2} - \frac{1}{2\pi} \oint_{\partial S} \frac{(r-r') E n_{rr'}}{|r-r'|^2} \sigma_{BS}(r) dl_{r'}$

&lt;79&gt;

$$= \frac{1}{2\pi} \oint_{\partial S} \frac{(r-r') E G \sigma(r)}{|r-r'|^2} dr'$$

&lt;80&gt;

여기서,  $\sigma_{BS}$ 는 상기 측정대상(S)의 표면  $\partial S$ 에 한정된 도전율을 나타낸다. 상기 수학식 10을 통해 표면 도전율(boundary conductivity)  $\sigma_{BS}$ , 즉 상기 측정대상(S)의 표면  $\partial S$ 에서의 도전율을 얻을 수 있다. 그리고, 상기 표면 도전율  $\sigma_{BS}$ 을 상기 수학식 8에 대입함으로써 상기 측정대상(S) 내부의 도전율  $\sigma$ 을 계산할 수 있다. 상기 표면 도전율  $\sigma_{BS}$ 을 상기 수학식 8에 대입하면 다음의 수학식 11과 같다.

&lt;81&gt;

【수학식 11】  $\frac{\sigma(r)}{2} = - \oint_{\partial S} G_{rr'} \Phi(r-r') E G \sigma(r) dr' + \oint_{\partial S} n_{rr'} E G_{rr'} \Phi(r-r') \sigma_{BS}(r) dl_{r'}$

&lt;82&gt;

상기 수학식 5와, 상기 수학식 7 또는 11은 상기 측정대상(S) 내의 모든 영역에 대해 반복될 수 있다.

&lt;83&gt;

상기 MRI 장치(200)에 의해 측정된 자속밀도  $B_z$ 를 상기 수학식 5에 대입하면 상기  $s$ , 즉  $G\sigma$ 를 유도할 수 있다. 그러나 상기 측정대상(S) 내부의 전압  $V$ 를 알지 못하면 상기 측정



대상(S) 내의 실제 도전을  $\sigma$ 을 구할 수 없다. 따라서 임의로 초기 도전을  $\sigma_m$ 을 가정하고 상기 측정대상(S) 내부의 전압  $V$ 를 계산하면서  $\sigma_m$ 이 상기 실제의 도전을  $\sigma$ 와 같아지도록 반복적으로  $\sigma_m$ 을 개선하는 방법을 사용한다. 그리고 상기 도전을  $\sigma_m$ 이 실제 도전을  $\sigma$ 와 상수배 차이가 나는 문제를 해결하기 위해서는 각 주입전류  $I_j$ 에 따른 표면 전압  $V^j|_{BS}$ 을 이용한다. 여기서, 상기 표면 전압  $V^j|_{BS}$ 은, 선택된 전류주입수단(100) 쌍을 통해 상기 측정대상(S)에 전류가 공급될 때, 선택되지 않은 전류주입수단(100)들과 측정대상(S) 사이의 경계면(boundary)에서의 전압이다. 상기 표면 전압  $V^j|_{BS}$ 은 상기 선택되지 않은 전류주입수단(100)들에 의해 측정된다.

<84> 상기 측정된 자속밀도  $B^j_z$ 와 상기 표면 전압  $V^j|_{BS}$ 을 상기의 수학적식에 적용하여 상기 연산부(300)가 도전을 및 전류밀도를 계산하는 과정을 설명하면 다음과 같다.

<85> 임의의 초기 도전을  $\sigma_m$  ( $m=0$ )를 설정하고, 아래의 수학적식 12에 상기 초기 도전을  $\sigma_m$ 과 상기 측정대상(S) 표면에서의 전류밀도 성분  $g^j$ 을 대입하여 상기 측정대상(S) 내부 및 표면에서의 전압  $V^{j,m+1}$ 을 계산한다. 즉, 상기 측정대상(S) 내부 및 표면의 전압을 알 수 있다. 이들은 임의로 설정된 초기 도전을  $\sigma_m$ 에 따라 계산된 전압들이다. 여기서, 상기 전류밀도 성분  $g^j$ 은 상기 전류  $I_j$  ( $j=1,2,\dots,N$ )에 의해 알 수 있다.

<86> 【수학적식 12】  $\nabla \cdot (\sigma_m \nabla V^{j,m+1}) = 0 \quad (j=1,2,\dots,N)$

<87>  $-\sigma_m \nabla V^{j,m+1} \cdot n = g^j$

<88> 임의의 초기 도전을  $\sigma_m$ 에 대한 상기 측정대상(S)의 전압  $V^{j,m+1}$ 이 구해진 이후, 이를 상기 수학적식 5와 7, 또는 수학적식 5와 11에 대입하여 도전을  $\sigma^{m+1}$ 을 계산한다. 여기서, 상기

계산된 도전율  $\sigma_{m+1}$ 은 도전율  $\sigma_m$ 에 비하여 상기 실제의 도전율에 더 가까워진다. 왜냐하면, 상기 계산된 도전율  $\sigma_{m+1}$ 은 상기 측정대상(S) 내부의 실제 자속밀도  $B_z$ 가 고려된 값이기 때문이다.

&lt;89&gt;

그러나 상기 계산된 도전율  $\sigma_{m+1}$ 이 실제 자속밀도  $B_z$ 를 고려해서 얻어진 것이라 해도 실제 도전율과 다를 수 있다. 즉, 상기 계산된 도전율  $\sigma_{m+1}$ 은 상기 자속밀도  $B_z$ 에 따라 다른 값을 갖지만 실제 도전율에 비해 상수 배만큼 크거나 작을 수 있다. 실제 도전율에 대한 상기 계산된 도전율  $\sigma_{m+1}$ 의 상수 배 차이를 제거하기 위해 본 발명에서는 상기 측정된 표면 전압  $V^j|_{BS}$ 와 상기 계산된 표면 전압  $V^j_{m+1}|_{BS}$ 을 이용하여 상기 도전율  $\sigma_{m+1}$ 을 스케일(scale)한다. 다시 말해서, 상기 측정된 표면 전압  $V^j|_{BS}$ 와 상기 계산된 표면 전압  $V^j_{m+1}|_{BS}$ 의 비율에 따라 상기 도전율  $\sigma_{m+1}$ 을 상수 배로 곱하거나 나눈다.

&lt;90&gt;

또한, 본 발명에서는 실제 도전율에 가까운 도전율을 얻기 위해 되풀이(iteration) 형태의 알고리즘을 이용한다. 즉, 다음의 수학적식  $\|\sigma_{m+1} - \sigma_m\| < \epsilon$ 과 같이, 이전 단계의 도전율  $\sigma_m$ 과 상기 개선된 도전율  $\sigma_{m+1}$ 의 차이를 계산하고, 상기 계산된 값이 설정된 값  $\epsilon$ 보다 작은지를 판단한다. 이때 상기 계산된 값이 설정된 값  $\epsilon$ 보다 크다면 작아질 때까지 m 값을 증가시켜 상기 수학적식 12를 반복 계산한다.

&lt;91&gt;

만약, 상기 이전 단계의 도전율  $\sigma_m$ 과 상기 개선된 도전율  $\sigma_{m+1}$ 의 차가 설정된 값  $\epsilon$ 보다 작으면 상기 도전율  $\sigma_{m+1}$ 을 실제 도전율로 여기고, 상기 도전율  $\sigma_{m+1}$ 을 이용하여 상기 측정대상(S) 내부를 영상화한다.

&lt;92&gt;

또한, 상기 도전을  $\sigma_{m+1}$ 을 상기 수학식 1에 대입하여 그에 대응하는 전압, 즉 상기 측정대상(S) 내부의 실제 전압  $V$ 을 계산하고, 상기 도전을  $\sigma_{m+1}$ 과 상기 전압  $V$ 을 이용하여 전류밀도  $J$ 를 계산한다. 그리고, 상기 전류밀도  $J$ 를 이용하여 상기 측정대상(S) 내부를 영상화한다.

### 【발명의 효과】

&lt;93&gt;

상술한 바와 같이, 본 발명은 인체 또는 물체 등과 같은 측정대상을 MRI 장치 내에서 회전시키지 않고도 측정대상 내부의 도전을 영상 및 전류밀도 영상을 얻을 수 있다.

&lt;94&gt;

또한, 전류주입수단을 기존의 MRI 장치와 함께 사용함으로써, 기존의 MRI 장치만으로는 얻을 수 없었던 측정대상 내부의 도전을 및 전류밀도를 얻을 수 있으며, 이를 이용하여 고화질의 영상을 재현할 수 있다.

&lt;95&gt;

또한, 본 발명의 도전을 영상 및 전류밀도 영상을 기존의 의료장비에 적용시킬 수 있다. 따라서 생리작용에 따라 생체조직의 저항률이 변하는 장기들을 대상으로 한 기능영상(functional imaging)을 제공할 수 있으며 이로 인해 새로운 의료 검진 기술을 확보할 수 있다. 예를 들어, 호흡에 따른 폐의 용적 측정(폐에 공기가 흡입될 때와 배출될 때의 폐 내부의 저항률이 달라짐을 이용한 측정)이나, 심장의 심박출량 측정, 위장기능의 측정, 방광 잔료량 측정, 골절 치유상태의 측정, 또는 뇌기능 측정 등에 필요한 영상을 제공할 수 있다.

&lt;96&gt;

그리고, 인체조직의 전기적인 특성을 정량적으로 알 수 있으므로 각종 전자기 신경/근육 자극기(electric/magnetic stimulator), 세동 제거기(defibrillator), 심박 조율기(cardiac pacemaker) 등 전자기 에너지를 이용하는 진단기기나 치료기기의 최적화가 가능해진다.

<97>      이상에서 설명한 내용을 통해 당업자라면 본 발명의 기술 사상을 이탈하지 아니하는 범위에서 다양한 변경 및 수정이 가능함을 알 수 있을 것이다. 따라서 본 발명의 기술적 범위는 실시예에 기재된 내용으로 한정되는 것이 아니라 특허 청구의 범위에 의해 정해져야 한다.

**【특허청구범위】****【청구항 1】**

측정대상의 표면에 부착되어 전류를 주입하는 다수의 전류주입수단들과,

상기 측정대상 내에 주입된 상기 전류에 따른 상기 측정대상 내의 자속밀도  $B_z$ 를 측정하는 MRI 장치와,

상기 전류주입수단들로 하여금 상기 측정대상 내에 서로 다른 방향의 전류들을 주입하도록 제어하며, 상기 MRI 장치에 의해 측정된 자속밀도 값을 이용하여 상기 측정대상 내부의 도전을  $\sigma$  및 전류밀도  $J$ 를 계산하는 연산부와,

상기 연산부에 의해 계산된 상기 도전을 및 전류밀도를 영상화하는 디스플레이 수단을 포함하는 도전을 및 전류밀도 영상화 시스템.

**【청구항 2】**

제 1 항에 있어서,

상기 전류주입수단은,

전극과, 일면에 상기 전극이 부착되며 내부에 전해물질을 구비하는 절연용기와, 상기 전극에 전류를 공급하는 도선을 포함함을 특징으로 하는 도전을 및 전류밀도 영상화 시스템.

**【청구항 3】**

제 1 항에 있어서,

상기 연산부는 상기 전류주입수단 쌍을 차례로 선택하며 상기 선택된 전류주입수단 쌍을 통해 상기 측정대상에 전류를 주입함을 특징으로 하는 도전을 및 전류밀도 영상화 시스템.

## 【청구항 4】

제 1 항에 있어서,

상기 연산부는, 상기 MRI 장치에 의해 측정된 한 방향의 자속밀도 값을 이용하여 도전율을 계산한 후, 상기 측정대상 표면의 실제 전압과 계산된 전압의 비율에 따라 상기 도전율을 상수배로 곱하거나 나누는 것을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도 영상화 시스템.

## 【청구항 5】

제 4 항에 있어서,

상기 연산부는, 수학식

$$\frac{1}{\mu_0} \begin{pmatrix} G^2 B_z^1 \\ \vdots \\ G^2 B_z^N \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{BV^1}{B_y} & -\frac{BV^1}{B_x} \\ \vdots & \vdots \\ \frac{BV^N}{B_y} & -\frac{BV^N}{B_x} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \frac{B\sigma}{B_x} \\ \vdots \\ \frac{B\sigma}{B_y} \end{pmatrix} \quad \text{과,}$$

$$\sigma(x,y) = \sigma(x_0, y_0) + \frac{\partial}{\partial x} \frac{B\sigma}{B_x}(x, y_0) dx + \frac{\partial}{\partial y} \frac{B\sigma}{B_y}(x, y) dy \quad (\text{여기서, } \mu_0 \text{는 자유공간에서의}$$

투자율(magnetic permeability)이고, 상기  $B$ 는 상기 측정대상 내부의 전압)에 상기 자속밀도 값을 대입하여 도전율을 계산함을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도 영상화 시스템.

## 【청구항 6】

제 4 항에 있어서,

상기 연산부는, 수학식

$$\frac{1}{\mu_0} \begin{pmatrix} G^2 B_z^1 \\ \vdots \\ G^2 B_z^N \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{BV^1}{B_y} & -\frac{BV^1}{B_x} \\ \vdots & \vdots \\ \frac{BV^N}{B_y} & -\frac{BV^N}{B_x} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \frac{B_\sigma}{B_x} \\ \vdots \\ \frac{B_\sigma}{B_y} \end{pmatrix} \quad \text{과,}$$

$$\frac{\sigma(r)}{2} = -\frac{\partial}{\partial A_s} G_{r'} \Phi(r-r') E G \sigma(r') dr' + \frac{\partial}{\partial A_{Bs}} n_{r'} E G_{r'} \Phi(r-r') \sigma_{Bs}(r') dl_{r'} \quad (\text{여기서, } \mu_0 \text{는}$$

자유공간에서의 투자율(magnetic permeability)이고, 상기  $B$ 는 상기 측정대상 내부의 전압, 그리고  $n$ 은 상기 측정대상 표면에서의 법선 벡터)에 상기 자속밀도 값을 대입하여 도전율을 계산함을 포함함을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도 영상화 시스템.

#### 【청구항 7】

측정대상 표면에 부착된 전류주입수단들을 통해 상기 측정대상 내부에 서로 다른 방향의 전류들  $I_j$  ( $j=1,2,\dots,N$ )를 공급하는 단계와;

상기 전류에 따른 상기 측정대상 내의 자속밀도  $B_z^j$  및 상기 측정대상 표면의 전압을 측정하는 단계와;

상기 측정된 자속밀도 값과 상기 측정된 측정대상 표면 전압을 이용하여 상기 측정대상 내부의 도전율  $\sigma$  및 전류밀도  $J_j$ 를 계산하는 단계와;

상기 도전율 및 전류밀도를 영상화하는 단계를 포함하는 도전율 및 전류밀도 영상화 방법.

#### 【청구항 8】

제 7 항에 있어서,

서로 다른 방향의 전류를 공급하는 단계에서,

상기 전류주입수단 쌍을 차례로 선택하고, 상기 선택된 전류주입수단 쌍을 통해 상기 측정대상에 전류를 차례로 주입함을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도 영상화 방법.

#### 【청구항 9】

제 7 항에 있어서,

상기 도전율  $\sigma$  및 전류밀도  $J$ 를 계산하는 단계는,

임의의 초기 도전율  $\sigma_m$ 를 이용하여 상기 측정대상 내부 및 표면의 전압을 계산하는 단계와;

상기 계산된 측정대상 내부 전압과 상기 측정된 자속밀도 값을 이용하여 도전율을 계산하는 단계와;

상기 계산된 도전율을 이용하여 전류밀도를 계산하는 단계로 이루어짐을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도 영상화 방법.

#### 【청구항 10】

제 9 항에 있어서,

상기 계산된 측정대상 표면 전압과 상기 측정된 측정대상 표면 전압의 비율에 따라 상기 계산된 도전율을 상수 배로 곱하거나 나누는 단계와,

상기 초기 도전율과 상기 계산된 도전율의 차가 설정된 값보다 더 작은지를 판단하는 단계를 더 포함하는 도전율 및 전류밀도 영상화 방법.

#### 【청구항 11】

제 9 항에 있어서,



상기 계산된 측정대상 내부 전압과 상기 측정된 자속밀도 값을 수학식

$$\frac{1}{\mu_0} \begin{pmatrix} \vdots & G^2 B_z^1; \\ & \vdots \\ J & G^2 B_z^N K \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \vdots & \frac{BV^1}{B_y} & -\frac{BV^1}{B_x} \\ & \vdots & \vdots \\ J & \frac{BV^N}{B_y} & -\frac{BV^N}{B_x} K \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \vdots & \frac{B\sigma}{B_x} \\ & \vdots \\ J & \frac{B\sigma}{B_y} K \end{pmatrix} \quad \text{과,}$$

$$\sigma(x,y) = \sigma(x_0, y_0) + \frac{\partial^x}{\partial x_0} \frac{B\sigma}{B_x}(x, y_0) dx + \frac{\partial^y}{\partial y_0} \frac{B\sigma}{B_y}(x, y) dy \quad (\text{여기서, } \mu_0 \text{는 자유공간에서의}$$

투자율(magnetic permeability)이고, 상기  $\mu$ 는 상기 측정대상 내부 전압)에 대입하여 도전율을 계산함을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도 영상화 방법.

#### 【청구항 12】

제 9 항에 있어서,

상기 계산된 측정대상 내부 전압과 상기 측정된 자속밀도 값을 수학식

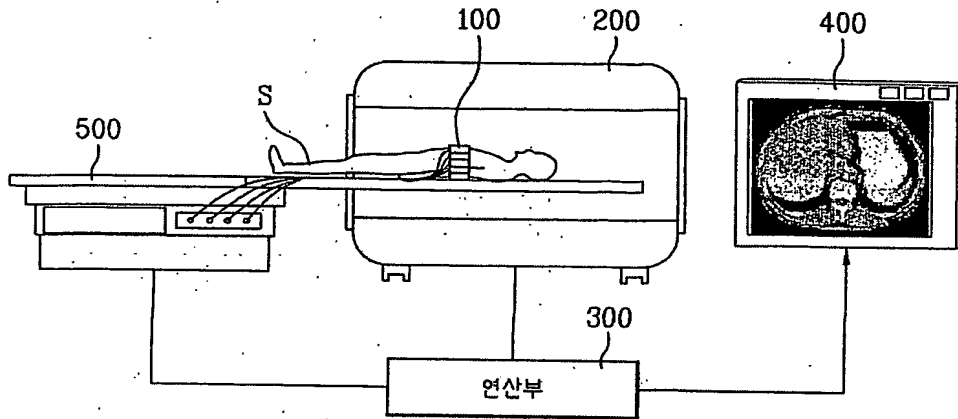
$$\frac{1}{\mu_0} \begin{pmatrix} \vdots & G^2 B_z^1; \\ & \vdots \\ J & G^2 B_z^N K \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \vdots & \frac{BV^1}{B_y} & -\frac{BV^1}{B_x} \\ & \vdots & \vdots \\ J & \frac{BV^N}{B_y} & -\frac{BV^N}{B_x} K \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \vdots & \frac{B\sigma}{B_x} \\ & \vdots \\ J & \frac{B\sigma}{B_y} K \end{pmatrix} \quad \text{과,}$$

$$\frac{\sigma(r)}{2} = -\frac{\partial}{\partial A_s} G_{r,r'} \Phi(r-r') E G \sigma(r') dr' + \frac{\partial}{\partial A_{Bs}} n_{r'} E G_{r,r'} \Phi(r-r') \sigma_{Bs}(r') dl_{r'} \quad (\text{여기서, } \mu_0 \text{는}$$

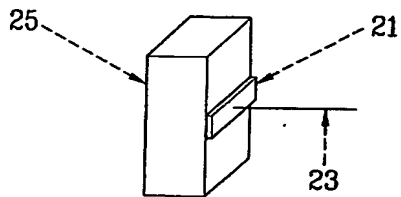
자유공간에서의 투자율(magnetic permeability)이고, 상기  $\mu$ 는 상기 측정대상 내부 전압, 그리고  $n$ 은 상기 측정대상 표면에서의 법선 벡터)에 대입하여 도전율을 계산함을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도 영상화 방법.

【도면】

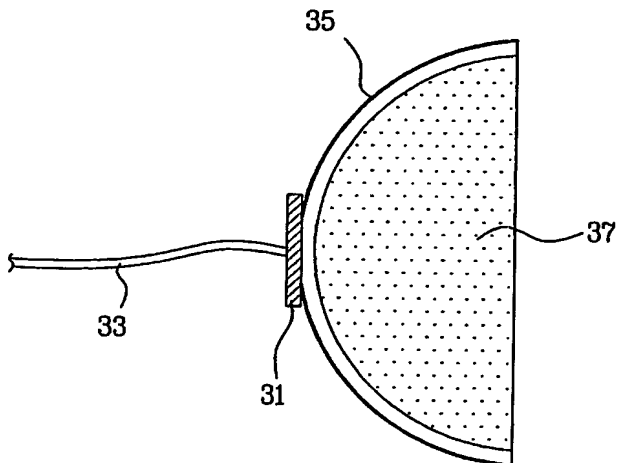
【도 1】



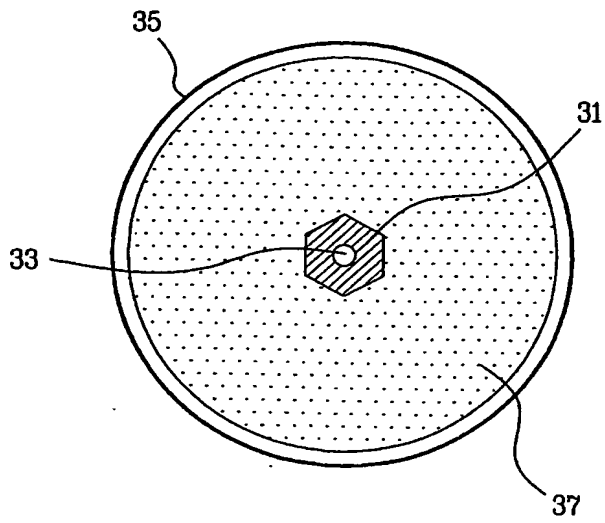
【도 2】



【도 3a】



【도 3b】



【도 4】

